

02P 10627



①9 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

①2 Offenlegungsschrift
①0 DE 197 11 963 A 1

= 36P 08545

⑤1 Int. Cl.⁸:
G 06 T 5/00
A 61 B 6/03
G 01 N 23/04

②1 Aktenzeichen: 197 11 963.8
②2 Anmeldetag: 21. 3. 97
④3 Offenlegungstag: 13. 11. 97

DE 197 11 963 A 1

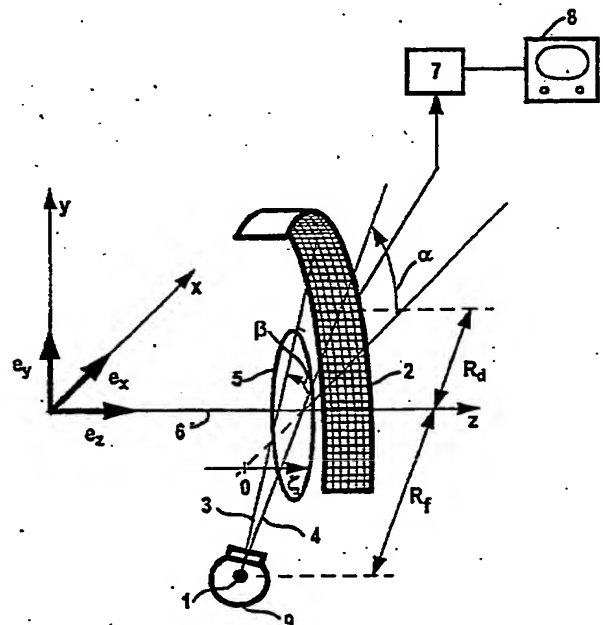
⑥6 Innere Priorität:
196 17 609.3 02.05.96
⑦1 Anmelder:
Siemens AG, 80333 München, DE

⑦2 Erfinder:
Flohr, Thomas, Dr., 91486 Uehlfeld, DE; Schaller,
Stefan, Dipl.-Ing., 91052 Erlangen, DE

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤4 Verfahren zur Bildrekonstruktion bei einem Computertomographen

⑤7 Gegenstand der Erfindung ist ein approximatives Bildrekonstruktionsverfahren für Computertomographiergeräte mit Mehrzeilendetektoren im Spiralbetrieb. Dabei wird zunächst für alle Zeilen des Detektors (2) unabhängig eine Uminterpolation von Fächer- auf Paralleldaten vorgenommen (sog. Rebinning). Mit diesen Paralleldaten läßt sich ein Bild rekonstruieren, indem man jeden Strahl mit einem Gewicht zum Bild beitragen läßt, das vom jeweiligen Abstand des Strahls zur Bildebene abhängt. Damit erhält jeder Strahl ein Gewicht, das sich im allgemeinen längs des Strahls verändert. Indem man diese Gewichtsfunktionen durch eine kurze Fourierreihe approximiert gelangt man zu einer sehr effizienten Implementierung des Verfahrens als Fourierrekonstruktion.



DE 197 11 963 A 1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

BUNDESDRUCKEREI 09. 97 702 046/784

9/24

Beschreibung

Es sind Computertomographen bekannt, bei denen ein Flächendetektor vorgesehen ist, der aus einer Matrix von Detektorelementen besteht. Er ist demgemäß aus einer Reihe von Zeilen aufgebaut, wobei jede Zeile eine Reihe von Detektorelementen enthält. Der Detektor wird von einem pyramidenförmigen Röntgenstrahlenbündel getroffen und erlaubt je nach Ausdehnung des Flächendetektors in z-Richtung, d. h. in Richtung der Systemachse, um die das Meßsystem aus Röntgenstrahler und Detektor gedreht wird, die simultane Abtastung mehrerer Schichten. Zur Abtastung eines Volumens des Untersuchungsobjektes rotiert das Meßsystem kontinuierlich um die Systemachse, während eine Relativbewegung des Untersuchungsobjektes gegenüber dem Meßsystem in Richtung der Systemachse erfolgt.

Für die Bildrekonstruktion aus Daten eines Spiralscanners mit einer einzigen Detektorzeile sind in der Literatur verschiedene Verfahren bekannt. Beispielsweise wird in der EP 0 430 549 A2 ein Verfahren angegeben, bei dem eine Interpolation in Richtung der z-Achse durchgeführt wird, indem man die gewichtete Summe der beitragenden Strahlen berechnet, wobei die Gewichte vom Abstand der Strahlen zur Bildebene abhängen. Bei einem Mehrzeilendetektor ist der Abstand eines Strahls zur Bildebene wegen der Neigung der Strahlen um ihren Cone-Winkel nicht mehr über den ganzen Strahl konstant, sondern wird zu einer Funktion der betrachteten Position längs des Strahls. Dadurch wird es erforderlich, die Spiralinterpolation bei der Rückprojektion für jedes Voxel gestreut durchzuführen. Die dazu erforderliche Kegelstrahl-Rückprojektion hat aber einen sehr hohen Rechenaufwand. In der DE 44 38 988 A1 wird anstelle einer Kegelstrahl-Rückprojektion eine Gewichtung der einzelnen Detektorzeile mit anschließender gewöhnlicher Rückprojektion vorgeschlagen. Dabei wird jedoch der Cone-Winkel der Strahlen vernachlässigt und es ergibt sich ein Verlust an z-Schärfe und eine Zunahme von Cone-Beam-Artefakten.

Das erfindungsgemäße Verfahren erlaubt die Berücksichtigung der Neigung der Strahlen (Cone-Winkel), ohne daß eine Kegelstrahl-Rückprojektion erforderlich ist.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren zur Bildrekonstruktion bei einem Mehrzeilendetektor-Computertomographen im Spiralbetrieb anzugeben, das eine genaue Bildrekonstruktion innerhalb kurzer Zeit ermöglicht.

Diese Aufgabe ist erfindungsgemäß gelöst durch die Merkmale des Patentanspruches. Das erfindungsgemäße Verfahren ist ein approximatives Verfahren und stellt eine sehr effiziente Implementierung als Fourier-Rekonstruktion dar. Dieses Vorgehen vermeidet die nicht korrekte Vertauschung von z-Interpolation und Faltung in Gleichung 21 und erlaubt die Berücksichtigung der Neigungswinkel der Strahlen, ohne daß eine aufwendige Kegelstrahl-Rückprojektion erforderlich wäre.

Die Erfindung ist nachfolgend anhand der Zeichnung näher erläutert. Es zeigen

Fig. 1 die wesentlichen Teile eines Computertomographen zur Erläuterung des Erfindungsgedankens und Fig. 2 bis 4 geometrische Darstellungen zur Erläuterung des Bildrekonstruktionsverfahrens bei dem Computertomographen gemäß Fig. 1.

In Fig. 1 ist mit 1 der Fokus eines Röntgenstrahlers 9 und mit 2 der Detektor eines Computertomographen bezeichnet. Der Detektor 2 besteht aus einer Reihe paralleler Zeilen, von denen jede eine Reihe von Detektorelementen enthält. Eine Primärstrahlenblende blendet ein pyramidenförmiges Röntgenstrahlenbündel ein, das genau auf dem Detektor 2 auftrifft. Von diesem Röntgenstrahlenbündel sind in der Fig. 1 beispielhaft nur der Mittelstrahl 4 und ein weiterer Strahl 3 dargestellt. Zur Abtastung eines in einem Meßfeld 5 liegenden Untersuchungsobjektes rotiert das Meßsystem aus Röntgenstrahler 9 und Detektor 2 um eine Systemachse 6. Die dabei gebildeten Detektorsignale werden einem Rechner 7 zugeführt, der ein Bild des untersuchten Volumens des Patienten berechnet, das auf einem Monitor 8 wiedergegeben wird. Für die Volumenabtastung erfolgt eine Relativbewegung in Richtung der Systemachse 6 (z-Richtung) zwischen dem Meßsystem 1, 2, 9 und dem im Meßfeld 5 liegenden Untersuchungsobjekt.

Definition der Geometrie

Fig. 1 erläutert schematisch die Geometrie des zugrundegelegten Mehrzeilendetektor-Computertomographen. Der Detektor 2 ist als Zylinderoberfläche ausgebildet. Der Radius dieses Zylinders ist $R_f + R_d$. Der Fokus 1 liegt auf der Zylinderachse. Der Detektor 2 und der Strahler 9 sind starr miteinander verbunden. Während der Aufnahme bewegt sich der Strahler 9 relativ zum zu untersuchenden Objekt auf einer Spiralbahn mit Radius R_f . Der Abstand des Detektors 2 vom Drehzentrum sei R_d .

Der Projektionswinkel ist mit α bezeichnet. Innerhalb einer Projektion ist ein Strahl durch seine Parameter β und ζ_{Det} eindeutig bestimmt. Dabei ist β der Fächerwinkel des Strahls und ζ_{Det} die z-Position des zu ihm gehörenden Detektorelements relativ zur z-Position des Fokus.

$$\zeta_{\text{Det}} = z_{\text{Det}} - z_F(\alpha) \quad (1)$$

Die spiralförmige Fokusbahn hat die Steigung s und ist gegeben durch

$$z_F(\alpha) = z_{F0} + \alpha \cdot s \quad (2)$$

z_{F0} ist die z-Position der Spirale für $\alpha = 0$.

Da natürlich vom System nur diskrete Meßwerte aufgenommen werden können, sind α , β und ζ_{Det} diskret:

$$\alpha_n = n\Delta\alpha, \text{ mit } \Delta\alpha = \frac{2\pi}{N_{p,2\pi}} \text{ und } n = 0 \dots (N_p - 1), \quad (3)$$

$$\beta_m = (m + 0,5 + AM)\Delta\beta, \text{ mit } m = -\frac{N}{2} \dots \left(\frac{N}{2} - 1\right), \text{ und} \quad (4)$$

$$\zeta_{Det,q} = \left(q - \frac{N_{rows}}{2} + 0,5 + AQ\right)\Delta\zeta_{Det}, \text{ mit } q = 0 \dots (N_{rows} - 1). \quad (5)$$

$\Delta\alpha$ ist das Projektionswinkelinkrement zwischen aufeinanderfolgenden Projektionen. $N_{p,2\pi}$ ist die Zahl der während eines Vollumlaufs aufgenommenen Projektionen, N_p ist die Zahl der insgesamt vorliegenden Projektionen. N ist die Zahl der Kanäle pro Zeile. Der Einfachheit halber beschränken wir die folgenden Betrachtungen auf den Fall geradzahlgiger N . AM ist das sog. Alignment im Fächerwinkel. 15

$\Delta\zeta_{Det}$ ist der Abstand zweier Detektorzeilen in z-Richtung, N_{rows} ist die Zahl der Detektorzeilen und AQ ist ein mögliches Alignment in der z-Richtung. Die in das Drehzentrum skalierte Koordinate ζ_{Det} wird mit ζ bezeichnet. Mithin gilt. 20

$$\zeta = \zeta_{Det} \frac{R_f}{R_f + R_d}.$$

Der bei α_n, β_m und $\zeta_{Det,q}$ gemessene Strahl trägt den Meßwert $p(\alpha_n, \beta_m, \zeta_{Det,q})$ oder kurz $p(n, m, q)$. 25

Fig. 2 zeigt die Projektion der Anordnung aus Fig. 1 in die x-y-Ebene. Die beiden Variablen α und β kennzeichnen eindeutig die Projektion eines Strahls in diese Ebene. Den gleichen Zweck erfüllen auch die beiden Variablen θ und p , die mit α und β über die beiden folgenden Gleichungen verknüpft sind: 30

$$\theta = \alpha + \beta + \frac{\pi}{2}, \text{ und} \quad (6)$$

$$p = -R_d \sin\beta \quad (7)$$

Während α und β zur Beschreibung der Strahlen in Fächergeometrie verwendet werden, dienen die Parameter θ und p der Beschreibung der Strahlen in Parallelgeometrie, nach der Durchführung des im folgenden erklärten Rebinning, in dem von Fächer- auf eine spezielle Parallelgeometrie uminterpoliert wird. 40

Das Rebinning

In diesem ersten Verarbeitungsschritt des Algorithmus werden die Mehrzeilen-Fächerdaten in Paralleldaten umsortiert und uminterpoliert. Dieser Schritt wird für alle Detektorzeilen unabhängig voneinander durchgeführt. Dabei wird zunächst die Schräglage der Strahlen sowie ihre jeweils verschiedene z-Position vernachlässigt, d. h. die Strahlen werden zunächst so behandelt als seien sie in einem zweidimensionalen CT-Gerät in einer Ebene $z = \text{const.}$ gemessen worden. Erst später wird anhand der genauen geometrischen Lage und Orientierung der Originalstrahlen die den erzeugten Parallelstrahlen zuzuordnende Lage und Orientierung ermittelt. 45

Das Rebinning ist nachfolgend anhand der Fig. 2 genauer erklärt. Ein Strahl in Parallelgeometrie ist gegeben durch θ und p . In den Parallelprojektionen liegen Abtastwerte an den diskreten Stellen 50

$$p_k = (k + 0,5 + AK)\Delta p, \text{ mit } k = -\frac{N^{par}}{2} \dots \left(\frac{N^{par}}{2} - 1\right), \text{ und} \quad (8)$$

$$\theta_l = l\Delta\theta, \text{ mit } l = 0 \dots (N_p^{par} - 1) \quad (9)$$

vor, wobei üblicherweise $N^{par} = N$ und $N_p^{par} = N_p$ gesetzt wird, d. h. man berechnet die gleiche Zahl an Parallelprojektionen mit der gleichen Anzahl Kanäle wie in Fächergeometrie. 60

Der Begriff Parallelprojektion bezeichnet hier einen Satz paralleler Strahlen mit gleichem θ_l und q .

Das Rebinning ist im wesentlichen beschrieben durch (6) und (7). Auflösen dieser Gleichungen liefert eine Vorschrift für die Auswahl der Fächerstrahlen, die gesuchten Parallelstrahlen entsprechen. Man erhält: 65

$$\hat{\beta} = -\text{asin}\left(\frac{p_k}{R_f}\right), \text{ und} \quad (10)$$

$$\hat{\alpha} = \theta_l - \frac{\pi}{2} - \hat{\beta}. \quad (11)$$

Außerdem wird gesetzt:

$$q = \text{const.} \quad (12)$$

Die gewünschten Abtastwerte in den Parallelprojektionen können anhand der Gleichungen (10), (11) und (12) errechnet werden.

Die Berechnung eines Paralleldatums $p(\theta_l, p_k, p)$ oder kurz $p(l, k, q)$ aus den Fächerdaten $p(n, m, q)$ wird wie folgt vollzogen:

Zunächst werden aus Gleichung 10 und Gleichung 11 die Indizes \hat{n} , \hat{m} und \hat{q} des Fächerstrahls ermittelt, der dem Strahl l, k, q in Parallelgeometrie entspricht. Es ergibt sich:

$$\hat{n} = \frac{\hat{a}}{\Delta a}$$

und

$$\hat{m} = \frac{\hat{\beta}}{\Delta \beta} - 0,5 - \Delta M$$

sowie

$$\hat{q} = q$$

Da \hat{n} und \hat{m} im allgemeinen nicht ganzzahlig sind, muß zwischen den nächsten Nachbarn interpoliert werden. Für den Spezialfall bilineare Interpolation erhält man mit

$$n_{lo} = \text{floor}(\hat{n}), n_{hi} = \text{ceil}(\hat{n})$$

$$m_{lo} = \text{floor}(\hat{m}), m_{hi} = \text{ceil}(\hat{m})$$

$$p(l, k, q) = (n_{hi} - \hat{n})[(m_{hi} - \hat{m})p(n_{lo}, m_{lo}, q) + (\hat{m} - m_{lo})p(n_{lo}, m_{hi}, q) + (\hat{n} - n_{lo})[(m_{hi} - \hat{m})p(n_{hi}, m_{lo}, q) + (\hat{m} - m_{lo})p(n_{hi}, m_{hi}, q)]]$$

Im folgenden wird die Lage und Orientierung der erzeugten Parallelstrahlen bestimmt.

Das p-t-Koordinatensystem in Fig. 2 sei gegenüber dem x-y-System um den Winkel $\theta - \pi$ um die z-Achse verdreht. p bezeichnet die Position eines Strahls innerhalb einer Parallelprojektion. t bezeichnet eine Position auf einem Strahl, d. h. t ist eine Koordinate in Strahlängsrichtung. Die Stelle $t = 0$ entspricht dem Schnittpunkt des Strahls mit einer Geraden, die sowohl auf dem Strahl als auch auf der z-Achse senkrecht steht, d. h. der Punkt $t = 0$ ist derjenige Punkt auf dem Strahl mit dem kleinsten Abstand zur z-Achse. Die z-Position eines Strahls bei $t = 0$ ist ein weiterer die Lage des Strahls beschreibender Parameter. Wir bezeichnen ihn mit $z_{t=0}$. Er ist gegeben durch

$$z_{t=0}(\theta, p_k, q) = z_F(\theta, p_k) + \zeta_q \sqrt{1 - \frac{p_k^2}{R_f^2}}. \quad (13)$$

Dabei ist $z_F(\theta, p_k)$ die Fokus z-Position der Strahlen (θ, p_k) . Man kann sie errechnen, indem man zunächst (10) in (11) einsetzt:

$$\hat{\alpha} = \theta_l - \frac{\pi}{2} + \text{asin}\left(\frac{p_k}{R_f}\right), \quad (14)$$

und dann (2) anwendet. Das Ergebnis ist:

$$z_F(\theta_p, p_k) = z_{F,0} + s \cdot \left(\theta_l - \frac{\pi}{2} + \text{asin}\left(\frac{p_k}{R}\right) \right) \quad (15)$$

Wegen des $\text{asin}(\cdot)$ -Terms ist die z-Position der Strahlen innerhalb einer Parallelprojektion kanalabhängig. Allerdings haben alle Strahlen einer Parallelprojektion den gleichen Cone-Winkel (das ist der Winkel der Strahlen gegenüber der x-y-Ebene).

Aus der Vielzahl der erzeugten Parallelprojektionen wird nun im folgenden ein Bild rekonstruiert.

Definition der Rekonstruktionsvorschrift

Die Projektionen aller Strahlen der Parallelprojektionen zu den Winkeln $\theta = \theta_0 + v\pi$ (v beliebig ganzzahlig) in die Bildebene sind parallel, wobei die Strahlrichtung für geradzahliges v entgegengesetzt zu der für ungeradzahliges v ist. Bei der Berechnung des Bildes summieren wir daher nur über einen Halbumlauf (Projektionswinkelbereich)

$$\theta_{l_0} = 0 \dots \pi \quad \text{d.h.} \quad l_0 = 0 \dots (N_{P,\pi}^{\text{par}} - 1) \quad ,$$

berücksichtigen aber für alle l_0 jeweils alle Parallelprojektionen mit $\theta = \theta_{l_0} + v\pi$ für alle v und q . Abb. 3 veranschaulicht ein Abtastmuster eines Mehrzeilendetektors als Schnitt entlang der z-Achse, d.h. die Zeichenebene ist die z-t-Ebene. Die dargestellten Strahlen sind die bei $p_k = 0$.

Ähnlich wie bei vielen anderen approximativen Verfahren soll in unserer Definition des zu rekonstruierenden Bildes das Gewicht, mit dem ein Strahl zum Bild beiträgt, vom Abstand in z-Richtung des Strahls zur Bildebene abhängen. Dieser Abstand verändert sich jedoch im allgemeinen entlang eines Strahls, so daß das Gewicht, mit dem ein Strahl zur Bildebene beiträgt ebenso in Strahlwärtsrichtung variiert. Indem man für ein festes l_0 alle beitragenden Parallelprojektionen $p(\theta_{l_0} + v\pi, p_k, q)$ (für alle (v, q)) mit ihren zugehörigen Gewichtsfunktionen versieht und aufaddiert erhält man ein gewichtetes Mittel aus diesen Parallelprojektionen mit sich sowohl in Strahlwärtsrichtung als auch in Kanalrichtung verändernden Gewichten. Diese gemittelte Parallelprojektion wird als Approximation einer unter dem Projektionswinkel θ_{l_0} vollständig in der Bildebene gemessenen Parallelprojektion verwendet. Die Gewichtsfunktionen müssen aus Normierungsgründen so beschaffen sein, daß sich die Gewichte aller aufzusummierenden Strahlen jeweils zu 1 ergänzen. Die auf eine bestimmte Parallelprojektion anzuwendende normierte Gewichtsfunktion $h_n(\cdot)$ ergibt sich, wenn man die abstandsabhängige Gewichtsfunktion $h(\cdot)$ durch die Summe aller beitragenden Gewichte teilt:

$$h_n(t, p, z_{\text{img}}, l_0, v, q) = \frac{h(d_z(t, p, z_{\text{img}}, l_0, v, q))}{\sum h(d_z(r(v) \cdot t, r(v) \cdot p, z_{\text{img}}, l_0, v, q))} \quad (16)$$

Weil die Orientierung der Parallelprojektionen für gerade bzw. ungerade v gerade entgegengesetzt ist, müssen für eine der beiden Fälle die beiden Koordinatenrichtungen p und t umgedreht werden. Dies wird durch $r(v)$ bewerkstelligt. Es gilt:

$$r(v) = \begin{cases} 1 & \text{für gerade } v \\ -1 & \text{für ungerade } v \end{cases} \quad (17)$$

Um die Notation zu vereinfachen, führen wir modifizierte Projektionen und Gewichtsfunktionen ein, in denen für ungeradzahliges v die Koordinatenrichtungen umgekehrt sind.

$$\bar{h}_n(t, p, z_{\text{img}}, l_0, v, q) = h_n(r(v)t, r(v)p, z_{\text{img}}, l_0, v, q) \quad (18)$$

$$\bar{p}(\theta_{l_0} + v\pi, p, q) = p(\theta_{l_0} + v\pi, r(v)p, q) \quad (19)$$

Dabei ist der Abstand des Strahls in z-Richtung von der Bildebene bei z_{img} gegeben durch

$$d_z(t, p, z_{\text{img}}, l_0, v, q) = z_{t=0}(\theta_{l_0} + v\pi, p, q) + \frac{t}{R_f} \zeta_q - z_{\text{img}} \quad (20)$$

Unter Benutzung dieser gemittelten Parallelprojektion kann nun ein gewöhnliches Parallelrückprojektionsbild definiert werden:

$$f(x, y) = \frac{2}{\pi \Delta p N_{P, \pi}^{par}} \sum_{l_0} \sum_k \left[\sum_{v, q} \bar{h}_n(t, p, z_{img}, l_0, v, q) \bar{p}(\theta_{l_0} + v\pi, p_k, q) \right] \quad (21)$$

$$L(-x \cos \theta_{l_0} - y \sin \theta_{l_0} - p_k)$$

Der Term in eckigen Klammern ist die gemittelte Parallelprojektion.

Die Abhängigkeit von t in $\bar{h}_n(\cdot)$ berücksichtigt die Schräglage der Strahlen. Die Auswertung der vorigen Gleichung würde folgende Schritte erfordern:

- Gewichtete Summation über v und q für alle t
- Faltung der gewichteten Summe mit $L(\cdot)$
- Zuschlag zum betrachteten Voxel x, y, z .

Da sich die t - und die p -Abhängigkeit in $\bar{h}_n(\cdot)$ nicht separieren lassen, kann die Reihenfolge von Summation über (v, q) und Faltung über k nicht vertauscht werden. Es muß also strenggenommen für jedes t und damit für jedes Pixel eine eigene Faltung durchgeführt werden. Der Rechenaufwand dafür ist aber für eine praktische Anwendung zu hoch. Führt man die Faltung dennoch vor der gewichteten Summation aus, so kann die Interpolation in z -Richtung bei der Rückprojektion erfolgen. Man begeht dazu allerdings einen Fehler. Das erfindungsgemäße Verfahren vermeidet das unzulässige Vertauschen der Reihenfolge von gewichteter Summation und Faltung ohne einen hohen Rechenaufwand zur Folge zu haben. Das Verfahren kommt ohne die aufwendige Kegelstrahl-Rückprojektion aus und berücksichtigt dennoch die Cone-Winkel der Strahlen.

Durch periodische Wiederholung der gefalteten gemittelten Projektion erreicht man, daß das Spektrum in Kanalrichtung diskret wird. Das Bild ist im interessierenden Bereich von dieser periodischen Wiederholung nicht betroffen, wenn man davon ausgeht, daß die gefalteten Projektionen endliche Ausdehnung haben und die Periode w entsprechend gewählt wird. Das Ergebnis ist:

$$f(x, y) = \frac{2}{\pi \Delta p N_{P, \pi}^{par}} \sum_{l_0} \sum_{\eta} \sum_k \left[\sum_{v, q} \bar{h}_n(t, p, z_{img}, l_0, v, q) \bar{p}(\theta_{l_0} + v\pi, p_k, q) \right] \quad (22)$$

$$L(-x \cos \theta_{l_0} - y \sin \theta_{l_0} - p_k - \eta w)$$

Innerhalb einer Parallelprojektion ist $\bar{h}_n(\cdot)$ eine für jeden Kanal p_k verschiedene eindimensionale Funktion von t . Für jede Bildebene z_{img} und für jeden Wert v, q und p_k erhalten wir also eine unterschiedliche Funktion $\bar{h}_n(t, \dots)$, die wir im voraus berechnen und abspeichern können. Statt eine Tabelle der Funktionswerte abzuspeichern, approximieren wir die Gewichtsfunktion mit einer Fourierreihe und speichern die Fourierkoeffizienten. Wegen der speziellen Symmetrieeigenschaften der spiralförmigen Fokusbahn muß diese Tabelle nicht für verschiedene Projektionswinkel abgespeichert werden. Eine Änderung des Projektionswinkels entspricht nämlich einer Änderung von z_{img} . Im folgenden ist erläutert, wie (22) im Frequenzbereich implementiert werden kann, was zu einer sog. Fourierrekonstruktion führt

Implementierung im Frequenzbereich

Zunächst approximieren wir die Gewichtsfunktionen wie oben erwähnt durch Fourierreihen:

$$\bar{h}_n(t, p, z_{img}, l_0, v, q) = \sum_{\mu=-N_n}^{N_n} c_{\mu}(p, z_{img}, l_0, v, q) e^{j2\pi \mu \frac{t}{\Omega}} \quad (23)$$

Dadurch werden die Gewichtsfunktionen periodisch. Die Periode Ω muß geeignet gewählt werden.

Setzt man dies in (22) ein, so erhält man zunächst:

$$f(x, y) = \frac{2}{\pi \Delta p N_{P, \pi}^{par}} \sum_{l_0} \sum_{\eta} \sum_k \quad (24)$$

$$\sum_{v, q} \sum_{\mu} c_{\mu}(p_k, z_{img}, l_0, v, q) e^{j2\pi \frac{1}{\Omega} \bar{p}(\theta_{l_0} + v\pi, p_k, q)} L(-x \cos \theta_{l_0} - y \sin \theta_{l_0} - p_k - \eta w)$$

In dieser Form läßt sich leicht das Spektrum des Bildes durch zweidimensionale Fouriertransformation berechnen. Man erhält:

$$\hat{f}(\rho_x, \rho_y) = \frac{2/w}{\pi \Delta p N_{P, \pi}^{par}} \sum_{l_0} \sum_{\eta} \sum_{\mu} \sum_k \sum_{v, q} c_{\mu}(p_k, z_{img}, l_0, v, q) \quad (25)$$

$$\bar{p}(\theta_{l_0} + v\pi, p_k, q) e^{-j2\pi \frac{\eta}{w} p_k} \hat{L}\left(\frac{\eta}{w}\right)$$

$$\delta_0\left(\rho_x + \frac{\eta}{w} \cos \theta_{l_0} - \frac{\mu}{\Omega} \sin \theta_{l_0}\right) \delta_0\left(\rho_y + \frac{\eta}{w} \sin \theta_{l_0} + \frac{\mu}{\Omega} \cos \theta_{l_0}\right)$$

Die Auswertung dieser Gleichung beinhaltet folgende Schritte: Multiplikation der Projektionen $\bar{p}(\theta_{l_0} + v\pi, p_k, q)$ mit den Gewichtungskoeffizienten $c_{\mu}(p_k, z_{img}, l_0, v, q)$ und Summation über alle beitragenden (v, q) .

FFT der aufsummierten, mit den Koeffizienten multiplizierten Projektionen entlang der p_k -Richtung, und zwar für alle μ .

Multiplikation des so erzeugten Spektrums mit $\hat{L}(\cdot)$, wiederum für alle μ .

Die obengenannten Schritte sind für alle l_0 durchzuführen.

Abb. 4 zeigt das Spektrum einer einzelnen gemittelten Projektion unter einem bestimmten Projektionswinkel. Das Spektrum des Bildes ergibt sich durch Überlagerung aller dieser Beiträge über einen Halbumlauf.

Das resultierende Spektrum kann durch verschiedene Techniken in ein kartesisches Raster uminterpoliert (z. B. H. Schomberg, J. Timmer: "The Gridding Method for Image Reconstruction by Fourier Transformation", IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol.14, No.3, September 1995) und dann mittels zweidimensionaler inverser FFT in den Ortsraum zurücktransformiert werden.

Patentanspruch

Approximatives Verfahren zur Bildrekonstruktion bei einem Mehrzeilendetektor-Computertomographen im Spiralbetrieb, bei dem die vom Detektor (2) gelieferten Daten zunächst für jede Detektorzeile getrennt von Fächer- auf Parallelgeometrie umsortiert und uminterpoliert werden, anschließend ein Bild aus der Menge der erzeugten Parallelprojektionen berechnet wird, wobei das Bild so definiert ist, daß jeder Strahl (3, 4) mit einem Gewicht zum Bild beiträgt, das von seinem jeweiligen, sich in Strahlängsrichtung ändernden Abstand zur Bildebene abhängt, der durch diese Abstandsabhängigkeit entstehende Gewichtsverlauf jedes Strahls (3, 4) in Strahlängsrichtung schließlich durch eine Fourierreihe mit den Koeffizienten $c_{\mu}, \mu = -N_{\mu} \dots N_{\mu}$ approximiert wird, indem zunächst jeder Kanal einer jeden beitragenden Parallelprojektion mit den zugehörigen c_{μ} multipliziert wird, sodann über alle beitragenden Parallelprojektionen summiert und anschließend für alle μ eine FFT in Kanalrichtung durchgeführt und das Ergebnis für alle μ mit dem Spektrum des Faltungskerns multipliziert wird, wobei das sich ergebende Spektrum der zu einem Projektionswinkel gehörenden Bildkomponente damit nur Werte auf diskreten Stützstellen hat, die auf $2N_{\mu} + 1$ parallelen Linien liegen, und das Gesamtspektrum sich durch Summation über alle Projektionswinkel ergibt und schließlich durch bekannte Gridding-Techniken auf ein kartesisches Frequenzraster uminterpoliert und anschließend in den Ortsbereich (Bild) zurücktransformiert wird.

Hierzu 3 Seite(n) Zeichnungen

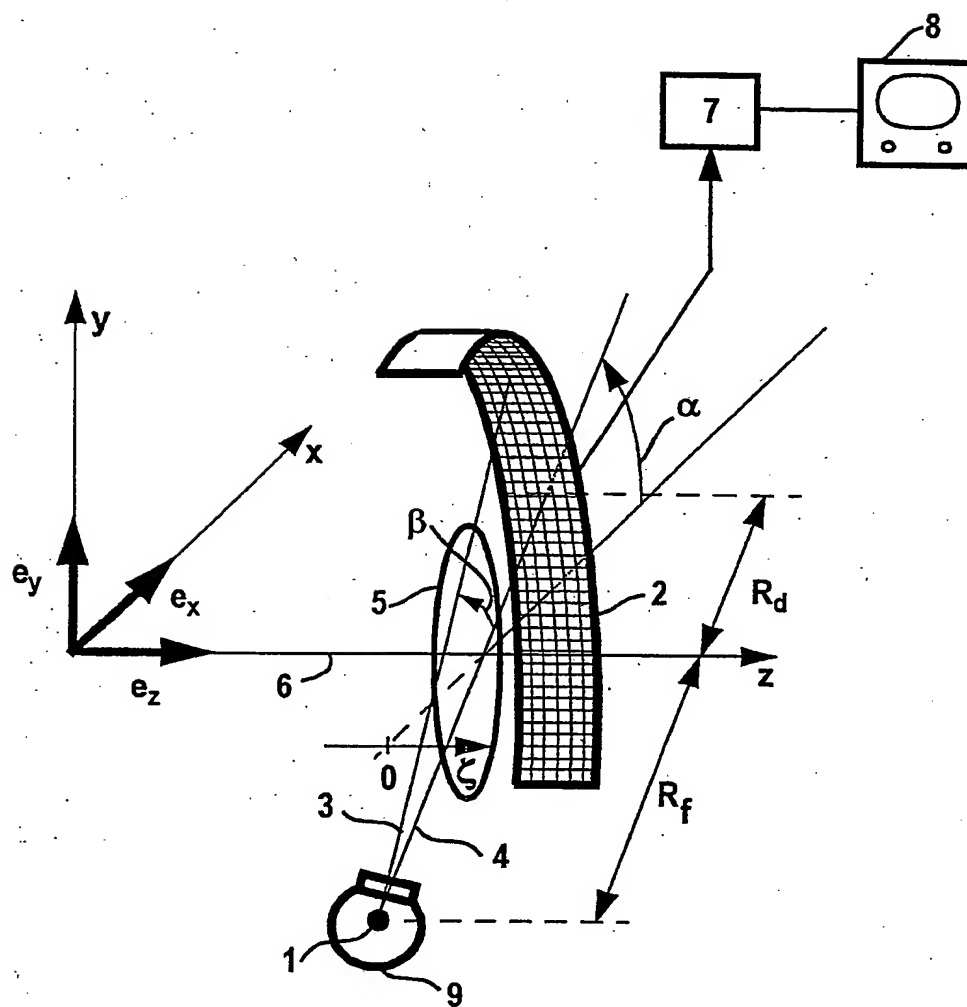


FIG 1.

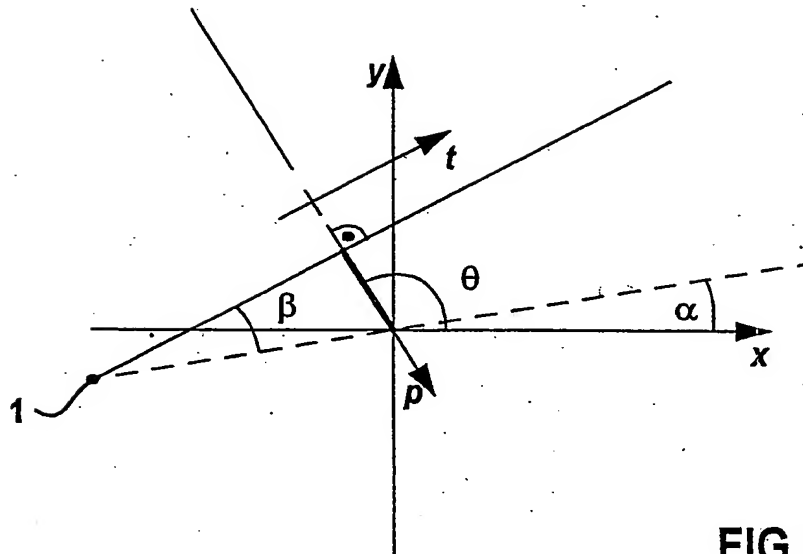


FIG 2

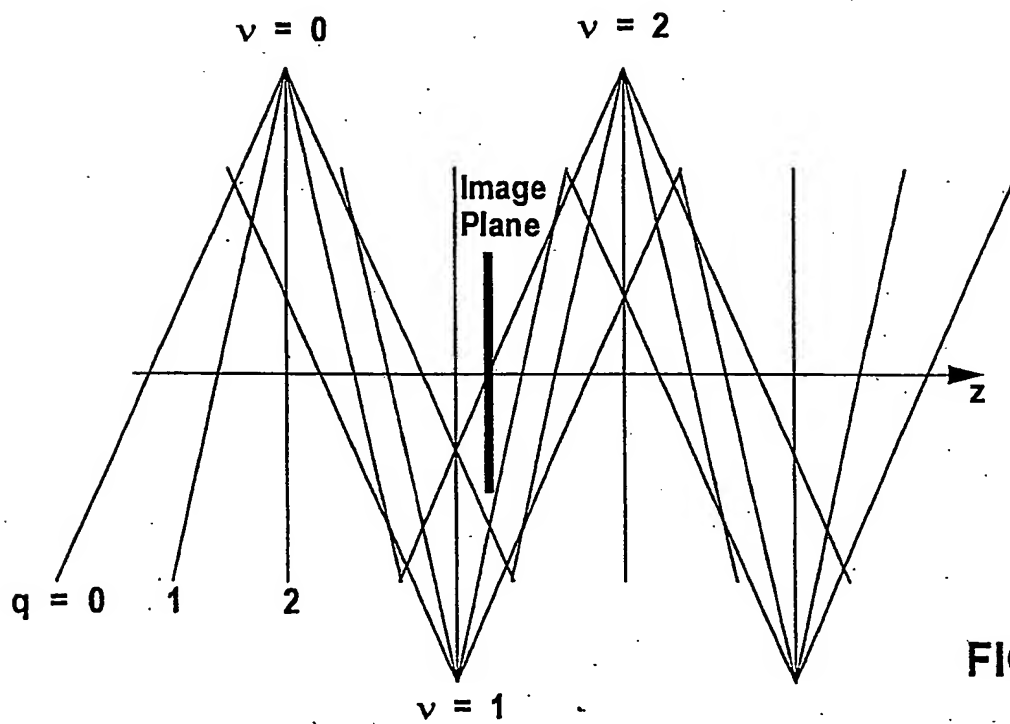


FIG 3

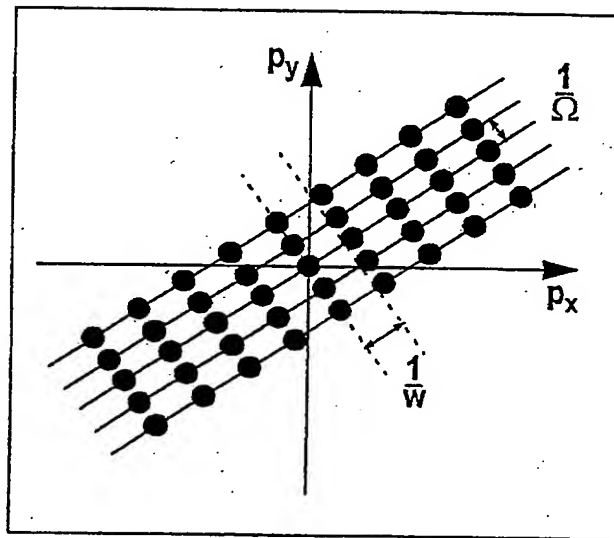


FIG 4